

Universität Zürich
Zentrum für Zahnmedizin
Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie (PPK)
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Thomas Attin

Arbeit unter der Leitung von Dr. med. dent. Tobias Tauböck

Einfluss des Zeitpunktes und der Dauer der Lichtpolymerisation auf die Mikrohärt dualhärtender Komposite

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
Anna Helene Oberlin
von Tuggen SZ

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. med. dent. Thomas Attin
Zürich 2013

Publikationshinweis

Der Artikel zu dieser Dissertation wurde am 1. August 2011 im "The Journal of the American Dental Association" auf Seite 950-956 publiziert:

TAUBÖCK T T, OBERLIN H, BUCHALLA W, ROOS M, ATTIN T: Comparing the effectiveness of self-curing and light curing in polymerization of dual-cured core buildup materials. J Am Dent Assoc 143: 950-956 (2011)

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	4
2 Einleitung	5
3 Literaturübersicht	7
3.1 Stumpfaufbaumaterialien	7
3.2 Komposite	7
3.2.1 Zusammensetzung der Komposite	7
3.2.1.1 Matrix	8
3.2.1.2 Füllkörper	9
3.2.1.3 Verbundphase	9
3.2.2 Polymerisation der Komposite	10
3.2.2.1 Lichtinduzierte Polymerisation	10
3.2.2.2 Selbsthärtung	11
3.2.2.3 Dualhärtende Komposite	12
4 Versuchsplan	13
5 Material und Methode	15
5.1 Dualhärtende Komposite	15
5.2 Herstellung der Prüfkörper	15
5.3 Lichthärtung	16
5.4 Lagerung der Proben	17
5.5 Bestimmung der Knoop-Härte	17
5.6 Statistische Auswertung	18
6 Ergebnisse	19
7 Diskussion	20
7.1 Diskussion der Methode	20
7.2 Diskussion der Ergebnisse	22
8 Schlussfolgerungen	25
9 Literaturverzeichnis	26
10 Verdankungen	32
11 Curriculum Vitae	33

1 Zusammenfassung

Ziel der Studie. Ziel dieser Studie war es, den Einfluss des Zeitpunktes und der Dauer der Lichtpolymerisation auf die Mikrohärtigkeit von dualhärtenden Kompositen zu untersuchen.

Material und Methoden. Die dualhärtenden Komposite Clearfil DC Core Automix (Kuraray, Tokio, Japan), Core X flow (Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland), LuxaCore Z-Dual (DMG, Hamburg, Deutschland) und MultiCore Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wurden in Kavitäten von Formhilfen eingebracht. Anschliessend wurden die Kompositproben mit einer LED-Polymerisationslampe belichtet. Die Belichtung erfolgte unmittelbar nach dem Füllvorgang und dem Platzieren einer Glasplatte (Verzögerung 0 s) bzw. nach einer Verzögerung von 90 s oder 300 s für jeweils 20 oder 60 s. Als Kontrollgruppe dienten rein selbsthärtende Proben, die nicht belichtet wurden. In jeder der sieben Testgruppen wurden 15 Proben untersucht. Die Proben wurden nach der Herstellung für zwei Wochen bei 100% relativer Luftfeuchtigkeit und 37 °C im Dunkeln gelagert. Die Knoop-Härte wurde auf Längsschnitten in den Tiefen 0.25 mm, 2.00 mm und 5.50 mm bestimmt. In jeder Messtiefe wurden pro Kompositprobe vier Messungen durchgeführt. Die Daten wurden statistisch mittels Varianzanalyse (ANOVA) und Scheffé Post-Hoc-Test auf einem Signifikanzniveau von 5% ausgewertet.

Ergebnisse. Lichthärtung führte bei Core X flow, LuxaCore Z-Dual und MultiCore Flow verglichen mit reiner Selbsthärtung zu keiner signifikanten Zunahme der Knoop-Härte. Bei Clearfil DC Core Automix konnte eine signifikant höhere Knoop-Härte in der Tiefe von 5.50 mm bei unmittelbar (Verzögerung = 0 s) für 60 s belichteten Proben im Vergleich zu rein selbsthärtenden Proben festgestellt werden. Bei Core X flow wurden in keiner Gruppe signifikante Unterschiede in der Knoop-Härte zwischen verschiedenen Tiefen ermittelt. Bei den anderen getesteten Materialien wurde nur in jeweils einer der sechs lichtgehärteten Gruppen eine signifikante Abnahme der Knoop-Härte mit steigender Tiefe festgestellt.

Schlussfolgerung. Hinsichtlich des nach zwei Wochen erreichten Härtegrades bringt die Lichtpolymerisation der getesteten dualhärtenden Komposite keinen klinisch relevanten Vorteil im Vergleich zur reinen Selbsthärtung der Komposite.

2 Einleitung

Zahnfarbene, plastische Füllungsmaterialien, sogenannte Komposite, werden in der restaurativen Zahnmedizin auf Grund ihrer guten optischen und mechanischen Eigenschaften oft verwendet. Dabei werden die Komposite anhand von zwei verschiedenen Aushärtungsmechanismen unterschieden. Zum einen gibt es rein selbsthärtende Komposite. Bei diesen Kompositen befinden sich die Monomere und die Initiatormoleküle in zwei räumlich getrennten Pasten bzw. in Pulver und Flüssigkeit. Die Polymerisation der Monomere startet durch die Vermischung der zwei Komponenten des Materials und der darauf folgenden Radikalbildung des Initiatormoleküls. Zum anderen gibt es lichthärtende Komposite. Die Energie des einfallenden Lichtes verändert den Photoinitiator so, dass er als Radikal die Polymerisationsreaktion der Monomere auslöst.

Ein Nachteil der selbsthärtenden Komposite ist der für den Behandler schlecht beeinflussbare Aushärtungszeitpunkt. Ausserdem kann es beim manuellen Anmischen durch Lufteinschlüsse zu Porositäten innerhalb der ausgehärteten Komposite kommen. Bei lichthärtenden Kompositen darf dagegen eine Schichtdicke von 2 mm nicht überschritten werden, da die vollständige Polymerisation auf Grund von ungenügendem Lichteinfluss in tiefen Anteilen nicht gewährleistet werden kann (WATTS & CASH 1994, PRATI et al. 1999). Eine unvollständige Polymerisation kann zu einer Abnahme der mechanischen Eigenschaften der Restauration (LOVELL et al. 2001), postoperativen Überempfindlichkeiten, Mikroleakage, Sekundärkaries (EL-MOWAFY et al. 1999) und Pulpairritationen (HEBLING et al. 1999) führen.

Um die Einschränkungen der licht- und selbsthärtenden Komposite zu umgehen, wurden dualhärtende Komposite entwickelt. Diese dualhärtenden Komposite enthalten Komponenten von selbsthärtenden wie auch von lichthärtenden Kompositen. Die oberflächlichen Bereiche einer Restauration aus dualhärtendem Komposit härten hauptsächlich durch die lichtinduzierte Polymerisation aus. Dadurch kommt es auf Grund der schnellen Aushärtung des Komposits zu einer initialen Stabilisierung der Restauration. In tieferen Bereichen der Restauration mit unzureichender Lichtintensität erfolgt eine chemisch initiierte Polymerisation. Im Gegensatz zur Lichtpolymerisation ist die Selbsthärtung langsamer (LEE & UM 2001, LEE et al. 2008, SPINELL et al. 2009) und zeigt eine geringere

Monomer-Konversionsrate (RUEGGERBERG & CAUGHMAN 1993, TEZVERGIL-MUTLUAY et al. 2007, CEKIC-NAGAS et al. 2008, MORAES et al. 2008, SPINELL et al. 2009). Auch gibt es Hinweise auf eine geringere Härte in tiefen Anteilen von Restauration aus dualhärtendem Komposit (SIGEMORI et al. 2005, AKSORNMUANG et al. 2007). Die meisten Studien befassen sich allerdings mit der Aushärtung von dualhärtenden Kompositen innerhalb der ersten 24 h der Polymerisationsreaktion. Es kann jedoch auch noch nach 24 h zu einer Nachhärtung und somit Veränderung der Mikrohärtigkeit kommen (LEUNG & ADISHIAN 1985, PRICE et al. 2002)

Zu Beginn der Polymerisationsreaktion werden sowohl in den selbsthärtenden als auch in den lichthärtenden Anteilen im dualhärtenden Komposit freie Radikale gebildet. Diese Radikalbildung führt dazu, dass sich die Monomere zu Polymeren vernetzen und das Kompositmaterial aushärtet.

Ein möglicher Ansatz zur Optimierung der Polymerisation ist eine Änderung der Belichtungsdauer und/oder des Zeitpunktes der Belichtung. Die Dauer der Belichtung beeinflusst die Tiefe in der eine Polymerisation stattfindet (LINDBERG et al. 2005), den Konversionsgrad (IMAZATO et al. 2001) sowie die Endhärtigkeit (KURACHI et al. 2001) von dualhärtenden Kompositen. Es gibt Hinweise dafür, dass eine verzögerte Belichtung zu einer Zunahme der Konversionsrate führen kann, da eine sofortige Lichtexposition einen negativen Einfluss auf den selbsthärtenden Anteil von dualhärtenden Kompositen haben könnte (PEGORARO et al. 2007). Grund dafür könnte sein, dass das gebildete Polymernetzwerk die Monomere und Initiatoren in ihrer Bewegung durch die Matrix behindert.

Basierend auf diesen Überlegungen war es das Ziel dieser In-vitro-Studie, den Einfluss des Zeitpunktes und der Dauer der Lichtpolymerisation auf die Mikrohärtigkeit dualhärtender Komposite zu untersuchen.

3 Literaturübersicht

3.1 Stumpfaufbaumaterialien

Stumpfaufbaumaterialien werden hauptsächlich verwendet, um Zahnhartsubstanz, die durch ausgedehnte Karies oder Trauma verloren gegangen ist, zu ersetzen. Durch diese Rekonstruktion wird der Zahn stabiler und kann so für eine spätere indirekte Restauration verwendet werden. Moderne Stumpfaufbaumaterialien aus dualhärtendem Komposit werden ausserdem zur Befestigung von endodontischen Stiften verwendet.

Durch das Stumpfaufbaumaterial soll der Zahn ausserdem vor chemischen, mechanischen, mikrobiellen und thermischen Reizen geschützt werden. Aus diesem Grund sollte ein Aufbaumaterial über eine hohe Biokompatibilität und eine geringe thermische Leitfähigkeit verfügen (CHRISTENSEN 1996, IBBETSON 2002). Früher wurden für Stumpfaufbauten meistens Amalgam, Goldlegierungen, Phosphat- und Glasionomerezemente verwendet. Obwohl Amalgamaufbauten grosse Langzeiterfolge aufweisen (PLASMANS et al. 1998; VAN NIEUWENHUYSEN et al. 2003), werden heutzutage hauptsächlich selbst-, licht- oder dualhärtende Komposite mit den dazugehörigen Bonding-Systemen empfohlen (O'MAHONY & SPENCER 1999). Durch das Bonding-System haftet das Komposit-Stumpfaufbaumaterial chemisch und mikromechanisch an der restlichen Zahnhartsubstanz. Im Vergleich zu Amalgamaufbauten, welche eine makromechanische Retention am Zahn benötigen, wird durch die chemische und mikromechanische Retention eine weniger invasive und substanzschonendere Präparation erlaubt. Ausserdem weisen Komposit-Stumpfaufbauten vergleichbare mechanische Eigenschaften wie Amalgamaufbauten auf (BONILLA et al. 2000).

3.2 Komposite

3.2.1 Zusammensetzung der Komposite

Mit dem Begriff „Komposit“ (lateinisch für compositum – zusammengestellt) werden in der Zahnmedizin zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe zusammengefasst. Die dentalen Komposite bestehen aus drei Hauptbestandteilen: der organischen Kunststoffmatrix, den anorganischen Füllstoffen und der Verbundphase. Hinzu kommen Zusätze wie Initiatoren, Akzeleratoren, Stabilisatoren, Inhibitoren und

Pigmente (BOWEN & MARJENHOFF 1992). Die häufigsten Bestandteile eines Komposits sind in Tabelle 1 dargestellt.

Bestandteil	Abkürzung	Chemische Bezeichnung
Organische Matrix		
Monomer	Bis-GMA	Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat
	UDMA	Urethandimethacrylat
Co-Monomer	TEDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
	EDMA	Ethylen-Glycol-Dimethacrylat
Initiator (Autopolymerisat)	Peroxide	Benzoylperoxid
Initiator (Photopolymerisat)		Kampferchinon
Akzelerator		z.B. Dihydroxyethyl-p-Toluidin
Inhibitor		z.B. Eugenol
Verbundphase		
Haftvermittler	Silan	z.B. Methacryloxypropyl-trimethoxysilan
Anorganische Füllstoffe		
Makrofüller	Quarz, Glas, Keramik	Lithium-Aluminium-Silikat
Mikrofüller	Siliziumdioxid, SiO ₂	z.B. pyrogenes SiO ₂

Tab. 1: Hauptbestandteile eines Komposits (HELLWIG et al. 2009).

3.2.1.1 Matrix

Die organische Matrix setzt sich hauptsächlich aus Monomeren und Co-Monomeren zusammen. Bei diesen Monomeren handelt es sich fast ausschliesslich um Ester der Methacrylsäure mit einer, zwei oder drei endständigen Doppelbindungen (JANDA 1988a). Das bekannteste und meist verwendete Methacrylat ist das hochmolekulare Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat (Bis-GMA). Ein weiteres wichtiges Monomer ist das Urethandimethacrylat (UDMA). Diese Monomere weisen gute physikalische Eigenschaften, eine niedrige Polymerisationsschrumpfung sowie eine geringe Toxizität auf (HICKEL et al. 1999). Da eine reine Bis-GMA-Matrix durch die hohe Molmasse von Bis-GMA sehr viskös ist, werden ihr kleinere Co-Monomere wie z.B. Triethylen-Glycol-Dimethacrylat (TEDMA) oder Ethylen-Glycol-Dimethacrylat (EDMA) beigelegt (RUYTER 1988).

Bei der Polymerisationsreaktion verkleinert sich der Abstand zwischen den Monomeren von ca. 4 Å auf 1,9 Å. Deshalb kommt es während der Aushärtung zu einer Schrumpfung (ROULET 1987). Die Polymerisationsschrumpfung ist umso

grösser, je kleiner der Anteil an Bis-GMA und je grösser der Anteil von TEGDMA ist (GONCALVES et al. 2008).

3.2.1.2 Füllkörper

Füllkörper werden der Kunststoffmatrix zur Verbesserung der chemischen und physikalischen Eigenschaften beigelegt. Die Füllkörper werden durch Zermahlen von Quarz, Keramik oder Siliziumdioxid hergestellt (LUTZ & PHILLIPS 1983). Die Füllkörper senken die Polymerisationsschrumpfung, die Wasseraufnahme und den linearen thermischen Expansionskoeffizienten des Komposits. Mit zunehmendem Fülleranteil steigt die Druck-, Zug- und Biegefestigkeit sowie der Elastizitätsmodul und die Verschleissfestigkeit (KIM et al. 2002, ILIE & HICKEL 2009).

Kompositmaterialien werden hauptsächlich nach der Grösse und der Art ihrer Füllkörper klassifiziert (LUTZ & PHILLIPS 1983). Man unterscheidet konventionelle Makrofüllerkomposite, Mikrofüller- oder Hybridkomposite sowie Untergruppen wie inhomogene oder homogene Mikrofüllerkomposite oder Feinpartikelhybridkomposite. Die Einteilung der Komposite nach Füllerpartikeln ist in Tabelle 2 dargestellt.

Komposittyp	Makrofüllerkomposit	Hybridkomposit	Homogenes Mikrofüllerkomposit	Inhomogenes Mikrofüllerkomposit
Füllertyp	Makrofüller	Makrofüller und Mikrofüller	Mikrofüller	Mikrofüllerkomplexe Vorpolymerisate
Füllgrösse	5 µm - 10 µm	< 2 µm - 10 µm	0,007 µm - 0,04 µm	100 µm - 200 µm
Füllmaterial	Quarz, Glas, Keramik	Quarz, Glas, Keramik und Siliziumdioxid	Siliziumdioxid	Quarz, Glas, Keramik und Siliziumdioxid
Eigenschaften	+ physikalische Eigenschaften + Röntgenopazität - Polierbarkeit - Verschleissfestigkeit	+ Röntgenopazität + Polierbarkeit + physikalische Eigenschaften - Polymerisationsschrumpfung	+ Polierbarkeit - Verschleissfestigkeit - Wasseraufnahme - Röntgenopazität - Polymerisationsschrumpfung	+ Polierbarkeit + Ästhetik - physikalische Eigenschaften

+ positive Eigenschaft, genügende Leistung
- negative Eigenschaft, ungenügende Leistung

Tab. 2: Einteilung der Komposite nach Füllgrösse (LUTZ & PHILLIPS 1983).

3.2.1.3 Verbundphase

Die Silanisierung dient dem chemischen Verbund der Matrix mit den Füllkörpern. Dabei werden die anorganischen Füllkörper mit einem Bindungsmittel, dem sogenannten Silan, beschichtet. Bei diesem Silan handelt es sich meistens um 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxy-Silan, einer bifunktionellen organischen Siliziumverbindung (LUTZ & PHILLIPS 1983). Das Silan führt zu einer Hydrophobierung des hydrophilen Füllkörpers. Durch die Hydrophobierung der Füllkörper können diese besser in die hydrophobe Matrix eingearbeitet werden. Das Silan verbindet sich über Sauerstoffbrücken mit der Oberfläche der Füller.

Gleichzeitig ist durch die Methacrylgruppe des Silans eine Polymerisation mit den Monomeren der Matrix möglich (JANDA 1988a). Durch die chemische und mechanische Verbindung von Füllkörpern und Matrix werden die mechanischen Eigenschaften des Komposits deutlich verbessert (IKEJIMA et al. 2003). Es bewirkt eine Steigerung der Biege- und Druckfestigkeit sowie der Härte. Ausserdem wird das Kompositmaterial dadurch abrasionsbeständiger (MANHART et al. 2000).

Die Grenzschicht zwischen Silan und Füllkörper ist eine Schwachstelle der Kompositmaterialien. Der chemische Verbund von Matrix und Füllkörper kann in saurem Milieu durch saure Hydrolyse gelöst werden (ROULET 1987). Dadurch kann es zu einem Verlust der Füllkörper kommen, was einen grösseren Verschleiss der Materialien zur Folge hat (MANHART et al. 2000).

3.2.2 Polymerisation der Komposite

Unter Polymerisation versteht man die Aushärtung der Komposite, bei der sich die Monomere zu Polymeren vernetzen. Die radikalische Polymerisation wird durch die Anregung eines Initiatormoleküls gestartet, unabhängig davon ob es sich um ein licht- oder selbsthärtendes Komposit handelt (JANDA 1988b). Das Unterscheidungsmerkmal liegt in der Art der Anregung des Initiatormoleküls. Das Initiatormolekül wird entweder durch Licht oder durch einen chemischen Akzelerator in ein freies Radikal verwandelt. Dieses freie Radikal bindet an eine Doppelbindung im Monomer. Durch das freiwerdende Elektron wird das Monomermolekül aktiviert, sodass es sich mit einem weiteren Monomer verbinden kann. So verbinden sich tausende Monomere zu einem Polymer. Da die dentalen Komposite meist bifunktionelle Monomere besitzen, kommt es dank mehreren Doppelbindungen zu vernetzten Polymeren. Die Polymerisation endet, wenn zwei Radikale zusammentreffen oder wenn alle freien Radikale gebunden sind.

3.2.2.1 Lichtinduzierte Polymerisation

Bei der lichtinduzierten Polymerisation wird die Polymerisationsreaktion durch energiereiche Strahlung (Licht) initiiert. Durch die Lichtabsorption zerfällt ein Photoinitiator direkt, oder nach der Interaktion mit einem Akzelerator in ein Radikal (RUYTER 1988). Bei den lichthärtenden Kompositen können zwei klassische Arten der Lichthärtung unterscheiden werden, die UV-Licht-Härtung und die Halogen-Lichthärtung. Bei UV-Licht-härtenden Kompositen wird Benzoinalkylether

als Photoinitiator verwendet. Da sich UV-Licht schädigend auf die Netzhaut auswirkt und nur eine geringe Tiefenpolymerisation aufweist (TIRTHA et al. 1982), sind moderne Komposite Halogenlicht-härtend. Bei den Halogenlicht-härtenden Kompositen dient meistens das Diketon Kampferchinon als Photoinitiator. Als Akzelerator werden aliphatische oder aromatische Amine verwendet. Auf Grund des Absorptionsmaximums von Kampferchinon bei 468 nm werden die Moleküle durch den Lichteinfluss des Halogenlichtes in einem Wellenlängenbereich von 400 bis 500 nm auf ein energetisch höheres Niveau gebracht. Durch die Reaktion mit dem Akzelerator entstehen Radikale, welche die Polymerisation der Monomere initiieren (YOSHIDA & GREENER 1994, PEUTZFELDT 1997, GEURTSSEN 1998). Seit einiger Zeit werden neben den Halogenlampen auch LED- oder Plasma-Lampen mit der gleichen Wirkungsweise wie Halogenlampen verwendet.

Der Polymerisationsgrad des Komposites hängt von der Intensität und Wellenlänge der Lichtquelle, der Distanz der Lichtquelle zum Komposit (RUEGGERBERG & JORDAN 1993), der Schichtdicke und der Zusammensetzung des Komposits sowie dessen Farbe und Transluzenz (MURCHISON & MOORE 1992, LUI 1994, MARTIN 1998) ab. Bei zu dicken Schichtstärken (> 2 mm) kann es zu einer ungenügenden Polymerisation kommen (WATTS & CASH 1994, PRATI et al. 1999). Folgen einer unvollständigen Polymerisation können potentiell pulpaschädliche Konzentrationen von Restmonomeren in tiefen Kavitäten (HEBLING et al. 1999) sowie eine Abnahme der mechanischen Eigenschaften der Restauration (LOVELL et al. 2001) sein.

Lichthärtende Komposite haben gegenüber selbsthärtenden Kompositen den Vorteil, dass man sie länger lagern kann, die Polymerisation besser gesteuert werden kann und dass es zu weniger Lufteinschlüssen kommt, weil das manuelle Mischen von zwei Komponenten entfällt (ASMUSSEN 1982, LUTZ & PHILLIPS 1983, HU et al. 1999). Da kleine Mengen nacheinander ausgehärtet werden können, verringert sich die Polymerisationsschrumpfung. Ausserdem ist durch diese Technik eine optimale Formgebung möglich (JANDA 1988b).

3.2.2.2 Selbsthärtung

Bei für Licht schwer zugänglichen Stellen eignet sich die Verwendung von selbsthärtenden Kompositen. Sie bestehen aus zwei Komponenten, zwei räumlich getrennten Pasten oder Pulver und Flüssigkeit. Beide Komponenten enthalten

Monomere, Füllstoffe und Stabilisatoren. Zusätzlich enthält die eine Komponente einen Akzelerator, das tertiäre Amin NN-Bis-(2-Hydroxyethyl)-p-toluidin. Die andere Komponente enthält einen Initiator. Bei den Initiatoren handelt es sich meist um Benzoylperoxid (BOWEN 1963, RUYTER 1988). Beim Vermischen dieser zwei Komponenten kommt es zu einer Redox-Reaktion. Bei dieser Reaktion entstehen die für die Polymerisation notwendigen Radikale. Damit bei Raumtemperatur spontan entstehenden Radikale abgefangen werden, enthalten die Komponenten Inhibitoren wie z.B. 4-Methoxyphenol (EICHNER et al. 2005).

Da selbsthärtende Komposite keine Belichtung für die Polymerisation benötigen, können auch grosse Inkremente auf einmal appliziert werden (AKSORNMUANG et al. 2007). Ein Nachteil der Zwei-Komponenten-Systeme ist, dass es beim Anmischen zu Lufteinschlüssen kommen kann. Diese Lufteinschlüsse sind im ausgehärteten Zustand als Poren sichtbar, welche zu einer Verfärbung des Materials führen können (ROULET & BESANCON 1983). Ausserdem kann der Behandler den Aushärtungszeitpunkt schlecht beeinflussen.

3.2.2.3 Dualhärtende Komposite

Dualhärtende Komposite wurden entwickelt, um die Vorteile von selbst- und lighthärtenden Kompositen zu kombinieren (KOURNETAS et al. 2011). Bei den dualhärtenden Kompositen handelt es sich um Materialien, die sowohl licht- als auch selbsthärtend sind. Für den Behandler ist es von Vorteil, dass er den Aushärtungszeitpunkt an lichtzugänglichen Stellen selbst bestimmen kann. An lichtunzugänglichen Stellen sorgt die Selbsthärtung für eine genügende Aushärtung. So ist eine ausreichende Härtung bis in die Tiefe des Materials gewährleistet (VIOHL 1982, ROULET 1987).

4 Versuchsplan

Vier dualhärtende Kompositmaterialien (Clearfil DC Core Automix, Core X flow, LuxaCore Z-Dual und MultiCore Flow) wurden in normierte Formhilfen mit durchgehenden Bohrungen gefüllt. Anschliessend wurden die Kompositproben mit einer LED-Polymerisationslampe unmittelbar nach dem Füllvorgang und dem Platzieren einer Glasplatte (Verzögerung 0 s) bzw. nach einer Verzögerung von 90 s oder 300 s für jeweils 20 oder 60 s belichtet. Als Kontrolle dienten nicht lichtgehärtete Kompositproben. Aus den verschiedenen Verzögerungs- und Belichtungszeiten ergaben sich sieben Gruppen:

Gruppe 1:	-	Belichtung = 0 s (Kontrollgruppe)
Gruppe 2:	Verzögerung = 0 s,	Belichtung = 20 s
Gruppe 3:	Verzögerung = 0 s,	Belichtung = 60 s
Gruppe 4:	Verzögerung = 90 s,	Belichtung = 20 s
Gruppe 5:	Verzögerung = 90 s,	Belichtung = 60 s
Gruppe 6:	Verzögerung = 300 s,	Belichtung = 20 s
Gruppe 7:	Verzögerung = 300 s,	Belichtung = 60 s

Für jedes der vier getesteten Materialien wurden pro Gruppe 15 verschiedene Proben hergestellt.

Nach der Herstellung wurden die Proben mit einem lichtundurchlässigen Klebeband abgedeckt und für zwei Wochen in einem Inkubator bei absoluter Dunkelheit, 100% Luftfeuchtigkeit und 37 °C gelagert.

Nach der Lagerung wurden die Proben mit einer Präzisionssäge getrennt. Die Knoop-Härtemessung erfolgte senkrecht zur Schnittebene in einer Tiefe von 0.25 mm, 2.00 mm und 5.50 mm gemessen von der lichtnahen Oberfläche der Probe. Pro Probe wurden in jeder der drei Tiefen vier Messungen vorgenommen.

Der Versuchsplan ist in Abbildung 1 schematisch dargestellt.

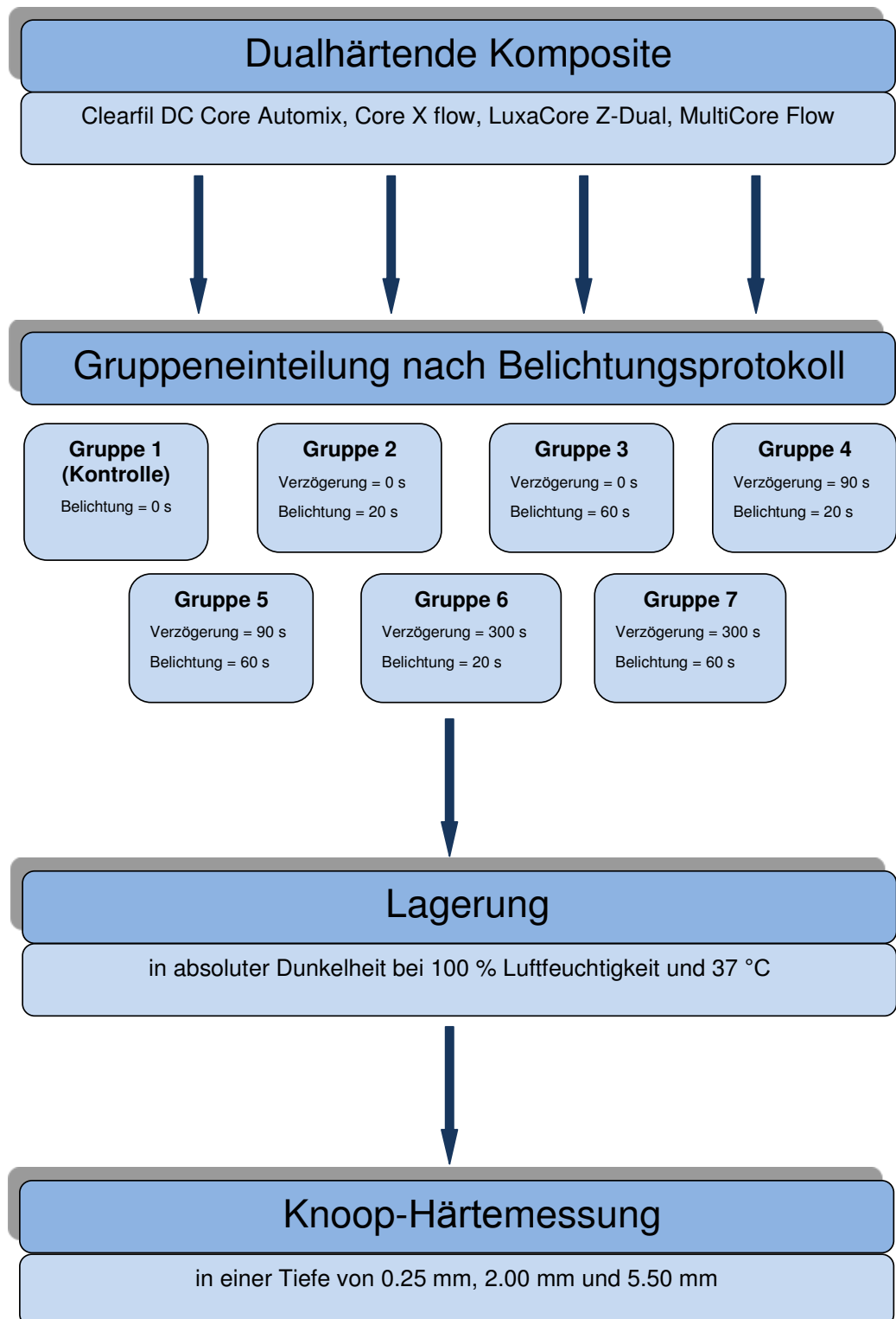


Abb. 1: Schematische Darstellung des Versuchsplans.

5 Material und Methode

5.1 Dualhärtende Komposite

In dieser Studie wurden die vier dualhärtenden Komposite Clearfil DC Core Automix (Kuraray, Tokio, Japan), Core X flow (Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland), LuxaCore Z-Dual (DMG, Hamburg, Deutschland) und MultiCore Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) untersucht. Die Herstellerangaben sowie die Zusammensetzung der untersuchten Materialien sind in Tabelle 3 dargestellt.

Material	Zusammensetzung	Füllergehalt (Gewichts %)	Füllergrösse (µm)	Farbe	Chargen-nummer	Hersteller
Clearfil DC Core Automix	Bis-GMA, TEGDMA, BPO, CQ, Bariumglas, Silica	74	0.041-23	Dentin	099AA	Kuraray, Tokio, Japan
Core X flow	UDMA, BPO, CQ, Siliziumdioxid, Barium-Bor-Fluoraluminosilikat-Glas	70	0.02-7	Zahnfarben	9E+08	Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland
LuxaCore Z-Dual	Bis-GMA, UDMA, BPO, CQ, Bariumglas, pyrogene Kieselsäure, Zirkondioxid	64	0.02-9	A3	622087	DMG, Hamburg, Deutschland
MultiCore Flow	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, BPO, CQ, Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Barium-Aluminium-Fluorosilikat-Glas, Siliziumdioxid	70	0.04-25	Medium (A2/A3)	M09792	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Bis-GMA: Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat; TEGDMA: Triethylenglykol-dimethacrylat

BPO: Benzoylperoxid; CQ: Campherquinon; UDMA: Urethandimethacrylat

Tab. 3: Zusammensetzung und Herstellerangaben der getesteten Materialien.

5.2 Herstellung der Prüfkörper

Als Formhilfen wurden weisse Polystyrol-Platten mit den Massen 52 mm × 6 mm × 30 mm verwendet. Diese Formhilfen hatten durchgehende Bohrungen mit einer Tiefe von 6 mm und einem Durchmesser von 4 mm (siehe Abb. 2). Die Bohrlöcher dienten als normierte Kavität für die Kompositproben. Um eine genügende Retention der Kompositproben zu gewährleisten, wurden Rillen in die seitliche Kavitätenwand mit ca. 1 mm Tiefe gefräst. Das Kompositmaterial wurde aus der Doppelkammer-Spritze mit Hilfe einer Mischkanüle in die Kavität gefüllt. Danach wurden die Proben mit einer 1 mm dicken Glasplatte (SCHOTT, Mainz,

Deutschland) bedeckt. Die Glasplatte wies eine Lichtpermeabilität für Licht mit einer Wellenlänge zwischen 380 und 2400 nm von mindestens 90% auf. Der Füllungsvorgang und das Platzieren der Glasplatte durften maximal 15 s dauern, was mit einer Stoppuhr sichergestellt wurde. Proben, welche diese Voraussetzungen nicht erfüllten, wurden verworfen.

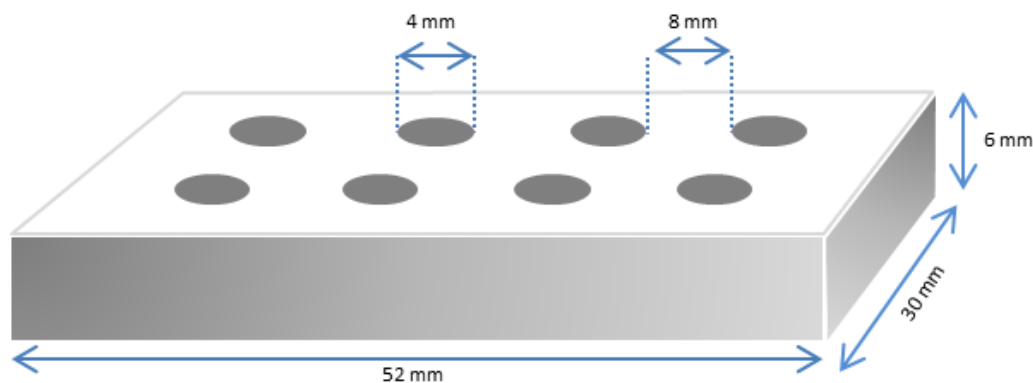


Abb. 2: Polystyrol-Formhilfen mit durchgehenden Bohrungen.

5.3 Lichthärtung

Die Kompositproben wurden nach dem Füllvorgang für 20 s oder 60 s mit einem standardisierten Abstand von 1 mm durch die Glasplatte hindurch lichtgehärtet. Die Glasplatte diente dazu, Materialüberschüsse zu verdrängen und einen konstanten Abstand von 1 mm zu der Polymerisationslampe zu gewährleisten. Die Belichtung erfolgte unmittelbar nach dem Füllvorgang und dem Platzieren der Glasplatte (Verzögerung 0 s) bzw. nach einer Verzögerung von 90 s oder 300 s. Nicht belichtete, rein selbsthärtende Proben dienten als Kontrollgruppe. Pro Gruppe wurden 15 Proben hergestellt. Die entsprechende Gruppeneinteilung ist in Tabelle 4 dargestellt. Die Proben wurden mit der LED-Polymerisationslampe Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lichtgehärtet. Dafür wurde der Modus mit der höchsten Intensität verwendet. Die Lichtintensität der Polymerisationslampe wurde mit einem Radiometer (Optilux, Model 100; SDS Kerr, Danbury, CT, USA) regelmässig kontrolliert, um eine gleichbleibende Intensität von 950 mW/cm^2 sicherzustellen. Die Proben wurden bei einer Raumtemperatur von $28 \text{ °C} \pm 1 \text{ °C}$ hergestellt.

Gruppe	Verzögerung (s)	Dauer der Lichtpolymerisation (s)
1 (Kontrolle)	-	0
2	0	20
3	0	60
4	90	20
5	90	60
6	300	20
7	300	60

Tab. 4: Gruppeneinteilung.

5.4 Lagerung der Proben

Direkt nach der Belichtung wurde die Glasplatte entfernt und die Kompositproben mit einem lichtundurchlässigen, schwarzen PVC Klebeband (Nitto, Belgien) abgedeckt. Die Kontrollgruppe wurde direkt nach dem Füllvorgang abgedeckt. Durch das Abdecken mit Klebeband wurde gewährleistet, dass es zu keiner nachträglichen Belichtung durch das Tageslicht kommen konnte. Die Proben wurden anschliessend für zwei Wochen in einem Inkubator bei absoluter Dunkelheit, 100% Luftfeuchtigkeit und 37 °C gelagert.

5.5 Bestimmung der Knoop-Härte

Um die Mikrohärtte in verschiedenen Tiefen bestimmen zu können, mussten die ausgehärteten Proben mit einer wassergekühlten Diamant-Präzisionssäge (Isomet; Bühler, Düsseldorf, Deutschland) längsgeschnitten werden. Die entstandenen Schnittflächen wurden mit Silizium-Carbid-Schleifpapier der Körnung 4000 FEPA P poliert, um eine glatte Oberfläche zu erhalten. Die Knoop-Härtemessung wurde mit dem digitalen Mikrohärtemessgerät Micromet 2101 (Modell Nr. 1600-6106; Bühler, Deutschland) senkrecht zur Schnittebene in verschiedenen Tiefen der Kompositprobe durchgeführt. Die Proben wurden mit dem Prüfkörper jeweils für 20 s mit 10 g belastet. Die Härtemessung wurde in den Tiefen 0.25 mm, 2.00 mm und 5.50 mm vorgenommen. Als Bezugsebene diente die lichtnahe Seite der Kompositproben (siehe Abb. 3). Pro Probe wurden in jeder der drei Tiefen vier Messungen vorgenommen. Bei der entsprechenden Anzahl von sieben Gruppen pro Material und je 15 Proben pro Gruppe wurden so insgesamt 5040 Knoop Härtemessungen (KHN) durchgeführt.

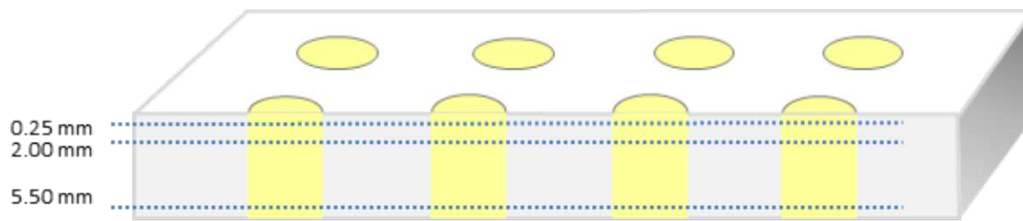


Abb. 3: Längsschnitt der Proben und Messtiefe von 0.25 mm, 2.00 mm und 5.50 mm.

5.6 Statistische Auswertung

Anhand der Daten aus Voruntersuchungen mit acht Proben pro Gruppe konnte mit einer Poweranalyse die benötigte Anzahl von Proben pro Gruppe ermittelt werden. Um eine Power von 94% zu erreichen, mussten 15 Proben pro Gruppe verwendet werden. Nach den Härtemessungen wurden die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Knoop-Härte für jede Tiefe anhand der vier Messwerte pro Tiefe für jede Probe berechnet. Für jedes der vier getesteten Materialien wurden die Mittelwerte der Knoop-Härte mittels der 1-funktionellen Varianzanalyse und des Scheffé Post-Hoc-Test analysiert. So konnten Proben mit verschiedenen Aushärtungsprotokollen für jede der drei Tiefen miteinander verglichen werden. Ebenfalls konnten die Proben in verschiedenen Tiefen mit den verschiedenen Aushärtungsprotokollen miteinander verglichen werden. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0.05$ gesetzt. Alle statistischen Auswertungen wurden mit der Software StatView 5.0.1 (SAS Institute, Cary, N.C., USA) durchgeführt.

6 Ergebnisse

In Tabelle 5 sind die Mittelwerte der Knoop-Härte für alle Gruppen der verschiedenen Materialien in den drei Tiefen ersichtlich. Für Core X flow, LuxaCore Z-Dual und MultiCore Flow ergaben sich innerhalb der Tiefen zwischen den Gruppen keine signifikanten Unterschiede in der Mikrohärtigkeit. Bei Clearfil DC Core Automix konnte bei Proben, die sofort für 60 s lichtgehärtet wurden, in einer Tiefe von 5.50 mm (Gruppe 3) eine signifikant höhere Knoop-Härte festgestellt werden als bei Proben, die nicht lichtgehärtet wurden (Gruppe 1) ($p = 0.017$). In den Tiefen 2.00 mm und 0.25 mm zeigten sich zwischen den einzelnen Gruppen von Clearfil DC Core Automix keine signifikanten Unterschiede in der Mikrohärtigkeit. Bei Core X flow wurden innerhalb der verschiedenen Gruppen keine signifikanten Unterschiede der Knoop-Härte zwischen verschiedenen Tiefen gefunden. Bei den anderen getesteten Materialien konnte nur bei jeweils einer der sechs lichtgehärteten Gruppen eine signifikante Abnahme der Knoop-Härte bei steigender Tiefe festgestellt werden. (Gruppe 4 bei Clearfil DC Core Automix, Gruppe 2 bei LuxaCore Z-Dual, Gruppe 7 bei MultiCore Flow)

Material	Mittelwert KHN (\pm Standardabweichung)						
Tiefe in mm	Gruppe 1 (n = 15)	Gruppe 2 (n = 15)	Gruppe 3 (n = 15)	Gruppe 4 (n = 15)	Gruppe 5 (n = 15)	Gruppe 6 (n = 15)	Gruppe 7 (n = 15)
Clearfil DC Core Automix							
0.25	47.5 (2.1)	47.9 (1.8)	49.7 (1.8)	49.0 (1.0) ^o	48.7 (1.8)	48.8 (1.9)	48.8 (1.5)
2.00	47.2 (1.7)	46.9 (2.1)	49.3 (2.6)	48.4 (1.2)	48.1 (1.7)	47.7 (1.1)	47.9 (2.4)
5.50	46.4 (1.8) [*]	46.8 (1.5)	48.9 (1.3) [*]	47.5 (1.2) ^o	48.2 (1.9)	48.2 (1.8)	48.3 (2.0)
Core X flow							
0.25	48.2 (1.7)	48.2 (1.7)	47.9 (1.8)	48.1 (2.4)	48.4 (1.8)	48.0 (1.6)	48.6 (2.0)
2.00	47.1 (1.8)	47.8 (1.7)	47.5 (2.1)	47.6 (1.9)	47.4 (2.5)	47.9 (1.3)	47.7 (2.2)
5.50	47.0 (2.0)	47.8 (1.4)	47.5 (1.4)	47.1 (2.1)	47.7 (1.9)	47.6 (1.7)	47.5 (1.6)
LuxaCore Z-Dual							
0.25	46.5 (1.8)	48.5 (2.9) ^o	48.5 (2.2)	48.4 (3.0)	48.7 (2.6)	48.1 (2.3)	48.1 (2.3)
2.00	46.4 (2.1)	47.3 (2.2)	47.4 (1.8)	47.3 (2.2)	47.3 (2.1)	47.5 (1.9)	47.2 (2.0)
5.50	45.8 (2.3)	46.3 (1.8) ^o	46.8 (1.9)	46.8 (2.2)	47.1 (2.0)	46.8 (2.4)	46.6 (1.9)
MultiCore Flow							
0.25	45.5 (2.7)	46.2 (2.5)	46.8 (2.6)	46.5 (1.9)	46.6 (2.1)	46.7 (2.2)	46.9 (2.3) ^o
2.00	45.3 (2.3)	45.8 (1.8)	46.0 (1.6)	45.7 (1.9)	45.6 (1.5)	45.7 (1.5)	46.5 (1.6) [~]
5.50	44.2 (1.9)	44.4 (2.2)	45.0 (2.4)	45.3 (1.2)	45.7 (1.5)	45.7 (2.5)	44.3 (2.2) ^{oo}

^{oo} statistisch signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Tiefen innerhalb einer Gruppe eines Materials (Scheffé Post-Hoc-Test)

^{*} statistisch signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Gruppen innerhalb einer Tiefe eines Materials (Scheffé Post-Hoc-Test)

Tab. 5: Mittelwerte (\pm Standardabweichung) der Knoop Härte für alle Gruppen der verschiedenen Materialien in den drei Messtiefen.

7 Diskussion

7.1 Diskussion der Methode

Eine ausreichende Polymerisation ist eine Voraussetzung für den klinischen Erfolg, die Langlebigkeit und die Biokompatibilität von Komposit-Restaurationen. Das Ausmass der Polymerisation kann im Labor auf unterschiedliche Arten bestimmt werden. Die direkten Methoden wie die Fourier-Transformations-Infrarot-Spektroskopie (FTIR) (SILIKAS et al. 2000) und die Laser-Raman-Spektroskopie (PIANELLI et al. 1999) sind die genauesten Methoden und messen die Monomer-Konversionsrate. Diese direkten Methoden sind jedoch sehr komplex und benötigen viel Zeit in der Durchführung. Um die Messungen der Polymerisationsrate zu vereinfachen, werden verschiedene in der Literatur beschriebene indirekte Messmethoden verwendet. Zu den indirekten Methoden gehören das Messen der Veränderungen der optischen Transluzenz (MURRAY et al. 1981), das Abschaben von nicht polymerisierten Anteilen auf der Oberfläche und anschliessende Ausmessen der Proben (COOK 1980), Messen des Restmonomergehalts durch Auswaschen von Monomeren (RUEGGEBERG & CRAIG 1988) und Härtemessungen (ASMUSSEN 1982).

Verschiedene Studien haben gezeigt, dass die Mikrohärte mit der Konversionsrate korreliert (FERRACANE 1985, DEWALD & FERRACANE 1987, RUEGGEBERG & CRAIG 1988). Daraus kann abgeleitet werden, dass die Knoop-Härte ein Indikator für die Monomer-Konversionsrate der getesteten Komposite darstellt. Die Werte der Mikrohärtemessungen können jedoch nicht verwendet werden, um die Monomer-Konversionsrate verschiedener Materialien untereinander zu vergleichen. Grund dafür ist, dass die Härte von Kompositen nicht nur vom Konversionsgrad abhängt, sondern auch durch andere Faktoren wie dem Füllergehalt, der Grösse und der Art der Füller sowie der Monomer-Zusammensetzung und Dichte der Querverbindungen der Polymere beeinflusst wird (YAMAGA et al. 1995, KIM et al. 2002, CALHEIROS et al. 2008). Deshalb wurde die Knoop-Härte für jedes Material statistisch einzeln ausgewertet.

MEREDITH et al. (1996) berichten, dass die Knoop-Härte des Dentins zwischen 50 KHN und 70 KHN liegt, je nach Abstand zur Schmelz-Dentin-Grenze. Eine Studie

von CRAIG et al. (1959) zeigt, dass die Mikrohärtigkeit von Dentin in der Nähe des Pulpenkavums auf 34 KHN sinkt. In der vorliegenden Studie lagen die Mittelwerte der Knoop-Härte bei 48.1 KHN für Clearfil DC Core Automix und bei 47.7 KHN für MultiCore Flow. Diese Werte sind ähnlich wie die Knoop-Härte des Dentins. Diese Ergebnisse zeigen, dass sich die getesteten Materialien für Stumpfaufbauten unter Kronen oder Brücken eignen, da sie eine ähnliche Härte wie Dentin aufweisen.

Die Mikrohärtigkeit der Komposite könnte möglicherweise durch die Formhilfen, in denen die Proben hergestellt werden, beeinflusst werden (YEARN 1985). Als Material für die Formhilfen wurde weisses Polystyrol verwendet. Bei weissem Polystyrol liegt die Menge des reflektierten Lichtes zwischen der von Dentin und Metall. So wird die Lichtreflexion in einer Kavität imitiert, welche sowohl von Zahnhartgewebe als auch von Metall, meistens in Form einer Metallmatrize, umgeben ist.

Die Temperatur hat erwiesenermassen einen grossen Einfluss auf den Konversionsgrad von Kompositen. Die Temperatur hat einen Einfluss auf die Mobilität der Monomere. Sie wirkt sich somit auf die Geschwindigkeit der Polymerisationsreaktion aus, da die Monomere bei einer höheren Temperatur mobiler sind und somit schneller polymerisieren können (LOVELL et al. 1999, DARONCH et al. 2006). PLASMANS et al. (1994) haben gezeigt, dass bei einer Trockenlegung durch Kofferdam nahezu die gleiche relative Luftfeuchtigkeit und Temperatur im Mund herrscht, wie sie auch ohne Kofferdam vorliegen würde. Im Vorfeld dieser Studie wurde die Temperatur der Zähne während einer zahnärztlichen Behandlung untersucht. Dazu wurde der Zahn 16 eines Probanden durch einen Kofferdam von der restlichen Mundhöhle isoliert. Die Raumtemperatur betrug bei der Messung konstant 20 °C. Fünfzehn Minuten nachdem der Kofferdam appliziert wurde, wurde die Zahntemperatur mit einem Thermometer (TES-1303; TES, Taipeh, Taiwan) gemessen. Die Zahnoberfläche hatte dabei eine Temperatur von 28 °C. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Ergebnissen von POGREL et al. (1989), welche herausgefunden haben, dass die Zahntemperatur nach der Applikation eines Kofferdams zwischen 27.5 °C und 29.2 °C liegt. Auf Grund dieser Erkenntnisse wurden die Kompositproben in dieser Studie bei einer Raumtemperatur von 28 °C ± 1 °C hergestellt, bevor sie dann für zwei Wochen bei 37 °C gelagert wurden.

Während der Härtemessung findet eine Belichtung der Probe durch das Licht des Mikroskops im Mikrohärtemessgerät statt. In einem Vorversuch wurde aus diesem Grund untersucht, ob eine zusätzliche Belichtung, nach zwei Wochen Lagerung in absoluter Dunkelheit, die Mikrohärtete der vier getesteten dualhärtenden Komposite beeinflusst. Dazu wurden vier Proben von jedem der vier getesteten Materialien für zwei Wochen rein chemisch ausgehärtet. Nach zwei Wochen wurden jeweils zwei der vier Proben eines Materials für 120 s mit der LED-Polymerisationslampe Bluephase (Ivoclar Vivadent) bei einer Intensität von 950 mW/cm² belichtet. Danach wurde für jede Probe die Knoop-Härte an der Oberfläche gemessen. Bei keinem der vier getesteten Materialien konnte ein Unterschied der Knoop-Härte zwischen den rein selbsthärtenden Proben und den Proben, die nach zwei Wochen zusätzlich belichtet wurden, festgestellt werden. Auf Grund der Ergebnisse dieses Vorversuchs konnte davon ausgegangen werden, dass die unvermeidliche Belichtung der Proben während der Härtemessung durch das Licht des Mikroskops keinen Einfluss auf die Knoop-Härte hat.

7.2 Diskussion der Ergebnisse

Die vorliegende Studie hat gezeigt, dass eine Belichtung unabhängig von der Kavitätentiefe keinen Einfluss auf die Härte von Core X flow, LuxaCore Z-Dual und MultiCore Flow hat. Ausserdem wurde gezeigt, dass Clearfil DC Core Automix an der Oberfläche (0.25 mm) und in mittleren Anteilen (2.00 mm) gleich gut auspolymerisiert, unabhängig davon, ob eine Belichtung stattgefunden hat oder nicht. Hingegen führt eine direkte Belichtung für 60 s (Gruppe 3) in der tiefsten Schicht (5.50 mm) zu signifikant höheren Knoop-Härtewerten im Vergleich zu rein selbsthärtenden Proben (Gruppe 1) von Clearfil DC Core Automix. Obwohl die Unterschiede dank der guten Reproduzierbarkeit der Messmethode statistisch signifikant waren, waren die Mittelwerte der Knoop-Härte in der Gruppe 1 nur 5.1% tiefer als die Mittelwerte der Knoop-Härte in Gruppe 3. Deshalb kann davon ausgegangen werden, dass die vier getesteten dualhärtenden Komposite ähnliche Aushärtungsmuster haben.

Im Gegensatz zu diesen Resultaten zeigten Studien, welche den Konversionsgrad (RUEGGERBERG & CAUGHMAN 1993, TEZVERGIL-MUTLUAY et al. 2007, CEKIC-NAGAS et al. 2008, MORAES et al. 2008, SPINELL et al. 2009) bzw. die Mikrohärtete (HASEGAWA et al. 1991, EI-MOWAFY et al. 1999, SANTOS et al. 2004, SIGEMORI

et al. 2005, AKSORNMUANG et al. 2007, TAUBÖCK et al. 2010) gemessen haben, dass Lichtpolymerisation benötigt wird, um eine optimale Konversionsrate der dualhärtenden Komposite zu erreichen.

STAVRIDAKIS et al. (2005) berichteten, dass die Polymerisation eines dualhärtenden Komposites stark von der Zusammensetzung des Materials abhängt. Aus diesem Grund können die Erkenntnisse über die Polymerisationsreaktion von einem bestimmten dualhärtenden Komposit nicht auf andere Produkte übertragen werden. Laut HASEGAWA et al. (1991) unterscheiden sich verschiedene dualhärtende Komposite stark im Gehalt an Licht-aktivierten und chemisch aktivierten Katalysatoren. Unterschiede in der Konversionsrate von verschiedenen Materialien mit unterschiedlichen Polymerisationsprotokollen könnten deshalb auf den unterschiedlichen Gehalt an Katalysatoren zurück zu führen sein.

In dieser Studie wurden für Core X Flow in allen Tiefen der Proben ähnliche Knoop-Härtewerte gemessen. Dies unabhängig davon, ob, wie lange und nach welcher Verzögerung die Proben belichtet wurden (Tab. 2). Für Clearfil DC Core Automix, LuxaCore Z-Dual und MultiCore Flow scheint der Einfluss der Tiefe der Proben auf den Konversionsgrad vernachlässigbar zu sein. Nur in jeweils einer der sechs lichtgehärteten Gruppen konnte eine signifikante Abnahme der Knoop-Härte mit zunehmender Tiefe festgestellt werden. Die Differenz der Knoop-Härte zwischen den oberflächlichen und den tiefen Anteilen betrug hierbei maximal 5.5%. Deshalb kann angenommen werden, dass die vier getesteten dualhärtenden Komposite einen hohen Anteil an Selbsthärtung besitzen, welcher die abnehmende Lichtintensität in den tiefen Schichten der Proben kompensiert.

AKSORNMUANG et al. (2007) konnten in ihrer Studie zeigen, dass die Mikrohärte nach der Belichtung von Clearfil DC Core Automix an der Oberfläche höher war als in tiefen Anteilen der Restauration. Diese Ergebnisse widersprechen den Ergebnissen der vorliegenden Studie, die zeigen, dass die Mikrohärte innerhalb des Materials, unabhängig von der Tiefe, gleich bleibt. Der Unterschied zwischen den zwei Studien ist, dass in der Studie von AKSORNMUANG et al. (2007) die Mikrohärte 24 h nach Belichtung bestimmt wurde; in unserer Studie wurden die Messwerte erst nach zwei Wochen bestimmt. MORAES et al. (2008) konnten zeigen, dass die Monomer-

Konversionsrate bei dualhärtenden Kompositen für beide Aushärtungsmechanismen mit der Zeit grösser wird. LEE et al. (2008) stellten fest, dass die Polymerisationsgeschwindigkeit bei einer rein chemisch induzierten Polymerisation 320-mal langsamer ist als bei einer lichtinduzierten Polymerisation. Tiefe Anteile von Proben aus Clearfil DC Core Automix, welche hauptsächlich chemisch aushärten, haben möglicherweise von dem langsam fortschreitenden Aushärtungsprozess profitiert, der länger als 24 h gedauert hat. Um eine maximale Monomer-Konversionsrate zu erreichen, wurde in der vorliegenden Studie eine Lagerungszeit von zwei Wochen gewählt.

MENG et al. (2008) berichten, dass eine sofortige Belichtung der Restauration direkt nach dem Einbringen des Komposites den chemisch induzierten Polymerisationsmechanismus von dualhärtenden Kompositen hemmt. Grund dafür könnte sein, dass das gebildete Polymernetzwerk die Monomere und Initiatoren in ihrer Bewegung durch die Matrix behindert. PEGORARO et al. (2007) empfehlen, die dualhärtenden Komposite so spät wie klinisch möglich zu belichten. So wird die Selbsthärtung nicht durch eine vorzeitige Lichtaktivierung beeinflusst.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass der Zeitpunkt der Belichtung keinen Einfluss auf die Mikrohärtigkeit der vier getesteten dualhärtenden Komposite hat. Daher gehen wir davon aus, dass eine unmittelbar erfolgende Belichtung die Bewegung der aktivierten freien Radikale nicht einschränkt, obwohl die Viskosität der Polymermatrix schnell zunimmt. Diese Ergebnisse stimmen mit denen von MORAES et al. (2008) überein, welche zeigen, dass eine Verzögerung der Belichtung die Konversionsrate von dualhärtenden Kompositen nicht beeinflusst.

8 Schlussfolgerungen

Basierend auf den Ergebnissen dieser In-vitro-Studie kann davon ausgegangen werden, dass die Belichtung der vier getesteten dualhärtenden Komposite keinen Vorteil im Vergleich zu reiner Selbsthärtung bezüglich der Mikrohärtigkeit bringt. Der dominante chemische Polymerisationsvorgang erlaubt eine Aushärtung der getesteten Materialien auch in Bereichen, in die das Licht nicht vordringen kann.

9 Literaturverzeichnis

AKSORNMUANG J, NAKAJIMA M, FOXTON R M, TAGAMI J: Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. *Dent Mater* 23: 226-234 (2007)

ASMUSSEN E: Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res* 90: 484-489 (1982)

ATLAS A M, RAMAN P, DWORAK M, MANTE F, BLATZ M B: Effect of delayed light polymerization of a dual-cured composite base on microleakage of Class 2 posterior composite open-sandwich restorations. *Quintessence Int* 40: 471-477 (2009)

BONILLA E D, MARDIROSSIAN G, CAPUTO A A: Fracture toughness of various core build-up materials. *J Prosthodont* 9: 14-18 (2000)

BOWEN R L: Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 66: 57-64 (1963)

BOWEN R L, MARJENHOFF W A: Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res* 6: 44-49 (1992)

CALHEIROS F C, DARONCH M, RUEGGERBERG F A, BRAGA R R: Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA:TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 84: 503-509 (2008)

CEKIC-NAGAS I, ERGUN G, VALLITTU P K, LASSILA L V: Influence of polymerization mode on degree of conversion and micropush-out bond strength of resin core systems using different adhesive systems. *Dent Mater* 27: 376-385 (2008)

CHRISTENSEN G J: When to use fillers, build-ups or posts and cores. *J Am Dent Assoc* 127: 1397-1398 (1996)

COOK W D: Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res* 59: 800-808 (1980)

CRAIG R G, GEHRING P E, PEYTON F A: Relation of structure to the microhardness of human dentin. *J Dent Res* 38: 624-630 (1959)

DARONCH M, RUEGGERBERG F A, DE GOES M F, GIUDICI R: Polymerization kinetics of pre-heated composite. *J Dent Res* 85: 38-43 (2006)

DEWALD J P, FERRACANE J L: A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 66: 727-730 (1987)

EICHNER K, KAPPERT H F, BORCHERS L: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 8. Aufl., Thieme, Stuttgart (2005)

EL-MOWAFY O M, RUBO M H, EL-BADRAWY W A: Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. Oper Dent 24: 38-44 (1999)

FERRACANE J L: Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. Dent Mater 1: 11-14 (1985)

GEURTSEN W: Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. Eur J Oral Sci 106: 687-695 (1998)

GONCALVES F, PFEIFER C S, FERRACANE J L, BRAGA R R: Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. J Dent Res 87: 367-371 (2008)

HASEGAWA E A, BOYER D B, CHAN D C: Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. J Prosthet Dent 66: 187-192 (1991)

HEBLING J, GIRO E M, COSTA C A: Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. J Dent 27: 557-564 (1999)

HELLWIG E, KLIMEK J, ATTIN T: Einführung in die Zahnerhaltung. 5. Aufl., Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln (2009)

HICKEL R, DASCH W, JANDA R, TYAS M, ANUSAVICE K: New direct restorative materials. Ned Tijdschr Tandheelkd 106: 128-140 (1999)

HU X, MARQUIS P M, SHORTALL A C: Two-body in vitro wear study of some current dental composites and amalgams. J Prosthet Dent 82: 214-220 (1999)

IBBETSON R: Auxiliary retention and the role of the core in fixed prosthodontics. Dent Update 29: 284-290 (2002)

IKEJIMA I, NOMOTO R, MCCABE J F: Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. Dent Mater 19: 206-211 (2003)

ILIE N, HICKEL, R: Investigations on mechanical behaviour of dental composites. Clin Oral Investig 13: 427-438 (2009)

IMAZATO S, MCCABE J F, TARUMI H, EHARA A, EBISU S: Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. Dent Mater 17: 178-183 (2001)

JANDA R: Position of development in the area of dental restorative materials (I). Quintessenz 39: 1067-1073 (1988a)

JANDA R: State of development of dental filling materials (II). Quintessenz 39: 1243-1253 (1988b)

KIM K H, ONG J L, OKUNO O: The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. J Prosthet Dent 87: 642-649 (2002)

KOURNETAS N, TZOUTZAS I, ELIADES G: Monomer conversion in dual-cured core buildup materials. Oper Dent 36: 92-97 (2011)

KURACHI C, TUBOY A M, MAGALHÃES D V, BAGNATO V S: Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Mater 17: 309-315 (2001)

LEE I B, AN W, CHANG J, UM C M: Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. Dent Mater 24: 1141-1147 (2008)

LEE I B, UM C M: Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. J Oral Rehabil 28: 186-197 (2001)

LEUNG R L, ADISHIAN S R: Postirradiation comparison of photoactivated composite resins. J Prosthet Dent 54: 645-649 (1985)

LINDBERG A, PEUTZFELDT A, VAN DIJKEN J W: Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. Clin Oral Investig 9: 71-76 (2005)

LOVELL L G, LU H, ELLIOTT J E, STANSBURY J W, BOWMAN C N: The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. Dent Mater 17: 504-511 (2001)

LOVELL L G, NEWMAN S M, BOWMAN C N: The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. J Dent Res 78: 1469-1476 (1999)

LUI J L: Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. Quintessence Int 25: 313-319 (1994)

LUTZ F, PHILLIPS R W: A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 50: 480-488 (1983)

MANHART J, KUNZELMANN K H, CHEN H Y, HICKEL R: Mechanical properties of new composite restorative materials. J Biomed Mater Res 53: 353-361 (2000)

MARTIN F E: A survey of the efficiency of visible light curing units. J Dent 26: 239-243 (1998)

MENG X, YOSHIDA K, ATSUTA M: Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dent Mater* 24: 594-599 (2008)

MEREDITH N, SHERRIFF M, SETCHELL D J, SWANSON S A: Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. *Arch Oral Biol* 41: 539-545 (1996)

MORAES R R, BRANDT W C, NAVES L Z, CORRER-SOBRINHO L, PIVA E: Light- and time-dependent polymerization of dual-cured resin luting agent beneath ceramic. *Acta Odontol Scand* 66: 257-261 (2008)

MURCHISON D F, MOORE B K: Influence of curing time and distance on microhardness of eight light-cured liners. *Oper Dent* 17: 135-141 (1992)

MURRAY G A, YATES J L, NEWMAN S M: Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *J Prosthet Dent* 46: 167-170 (1981)

O'MAHONY A, SPENCER P: Core build-up materials and techniques. *J Ir Dent Assoc* 45: 84-90 (1999)

PEGORARO T A, DA SILVA N R, CARVALHO R M: Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 51: 453-471 (2007)

PEUTZFELDT A: Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105: 97-116 (1997)

PIANELLI C, DEVAUX J, BEBELMAN S, LELOUP G: The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res* 48: 675-681 (1999)

PLASMANS P J, CREUGERS N H, HERMSEN R J, VRIJHOEF M M: Intraoral humidity during operative procedures. *J Dent* 22: 89-91 (1994)

PLASMANS P J, CREUGERS N H, MULDER J: Long-term survival of extensive amalgam restorations. *J Dent Res* 77: 453-460 (1998)

POGREL M A, YEN C K, TAYLOR R C: Studies in tooth crown temperature gradients with the use of infrared thermography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 67: 583-587 (1989)

PRATI C, CHERSONI S, MONTEBUGNOLI L, MONTANARI G: Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent* 12: 231-234 (1999)

PRICE R B, DERAND T, LONEY R W, ANDREOU P: Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am J Dent* 15: 47-53 (2002)

ROULET J F, BESANCON H: Porosity of composites. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 93: 953-959 (1983)

ROULET J F: Degradation of dental polymers. Karger, Basel 1987.

RUEGGERBERG F A, CRAIG R G: Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 67: 932-937 (1988)

RUEGGERBERG F A, CAUGHMAN W F: The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent* 18: 48-55 (1993)

RUEGGERBERG F A, JORDAN D M: Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont* 6: 364-370 (1993)

RUYTER I E: Composites-characterization of composite filling materials: reactor response. *Adv Dent Res* 2: 122-133 (1988)

SANTOS G C, EL-MOWAFY O, RUBO J H, SANTOS M J: Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc* 70: 323-328 (2004)

SIGEMORI R M, REIS A F, GIANNINI M, PAULILLO L A: Curing depth of a resin-modified glass ionomer and two resin-based luting agents. *Oper Dent* 30: 185-189 (2005)

SILIKAS N, ELIADES G, WATTS D C: Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 16: 292-296 (2000)

SPINELL T, SCHEDULE A, WATTS D C: Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements. *Dent Mater* 25: 1058-1066 (2009)

STAVRIDAKIS M M, KAKABOURA A I, KREJCI I: Degree of remaining C=C bonds, polymerization shrinkage and stresses of dual-cured core build-up resin composites. *Oper Dent* 30: 443-452 (2005)

TAUBÖCK T T, BORTOLOTTI T, BUCHALLA W, ATTIN T, KREJCI I: Influence of light-curing protocols on polymerization shrinkage and shrinkage force of a dual-cured core build-up resin composite. *Eur J Oral Sci* 118: 423-429 (2010)

TEZVERGIL-MUTLUAY A, LASSILA L V, VALLITTU P K: Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontol Scand* 65: 201-205 (2007)

TIRTHA R, FAN P L, DENNISON J B, POWERS J M: In vitro depth of cure of photo-activated composites. J Dent Res 61: 1184-1187 (1982)

VAN NIEUWENHUYSEN J P, D'HOORE W, CARVALHO J, QVIST V: Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. J Dent 31: 395-405 (2003)

VIOHL J: Depth of polymerisation of photopolymerizing filling plastics. Dtsch Zahnärztl Z 37: 194-196 (1982)

WATTS D C, CASH A J: Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. J Dent 22: 112-117 (1994)

YAMAGA T, SATO Y, AKAGAWA Y, TAIRA M, WAKASA K, YAMAKI M: Hardness and fracture toughness of four commercial visible light-cured composite resin veneering materials. J Oral Rehabil 22: 857-863 (1995)

YEARN J A: Factors affecting cure of visible light activated composites. Int Dent J 35: 218-225 (1985)

YOSHIDA K, GREENER E H: Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin. J Dent 22: 296-299 (1994)